

Analiza poprawności wykonywania przysiadów z wykorzystaniem oprogramowania OpenSim

Wojciech Wrzesień

Abstract—Prawidłowa technika wykonywania przysiadu odgrywa niesamowicie ważną rolę w rozwoju fizycznym ludzi. Nieprawidłowa natomiast, może doprowadzić do przewlekłych urazów. Istnieje niewiele danych naukowych obrazujących zmianę stopnia obciążenia stawów przy wykonywaniu ćwiczenia z dolnymi kończynami skierowanymi do środka. Celem pracy było wyznaczenie przebiegu momentu kolana i kostki w czasie przysiadu z wykorzystaniem programu OpenSim. Zamodelowane dwa warianty ćwiczenia zostały poddane analizie odwrotnej dynamiki z wykorzystaniem danych wejściowych pochodzących z literatury naukowej. Wyniki potwierdziły negatywny wpływ nieprawidłowej techniki na zwiększenie obciążenia stawów kończyny dolnej. Moment wyniósł o 9% w stawie kolanowym oraz o 38% w stawie skokowym w najwyższym punkcie wystąpienia siły.

Słowa klucz: dynamika przysiadu, OpenSim, moment w kolanie.

I. WPROWADZENIE

Jak pokazują badania statystyczne, z roku na roku wzrasta liczba osób ćwiczących na siłowniach. Zgodnie z raportem *European Health & Fitness Market* [1] w roku 2018 liczba członków europejskich klubów fitness wynosiła około 60 mln i była większa o 4% w stosunku do roku poprzedniego. W porównaniu z innymi formami aktywności fizycznej, ćwiczenia na siłowni nie wymagają dużego nakładu finansowego, ani profesjonalnego wyposażenia (średnia miesięczna opłata członkowska w krajach europejskich wynosi 39,3 €). Obecnie siłownia przyciąga nie tylko profesjonalnych kulturystów, ale także osoby w różnym wieku i statusie społecznym. Z powodu braku wiedzy na temat techniki poprawnego wykonywania ćwiczeń, osoby początkujące są narażone na urazy układu mięśniowo-szkieletowego. Najczęściej występują kontuzje kończyn dolnych, zwłaszcza stawu kolanowego. Charakteryzują się one długim czasem leczenia oraz znacznym dyskomfortem w codziennym funkcjonowaniu [2].

Technika poprawnego wykonywania przysiadów stanowi od wielu lat temat sporów naukowych [3]. W pewnym stopniu jest ona uwarunkowana indywidualnymi cechami genetycznymi osoby ćwiczącej (np. w najniższej fazie przysiadu u osób wysokich można zauważyć wychylenie kolan za linię stóp) oraz rodzaju treningu i oczekiwanych efektów. Badania [4] wykazały, że głęboki przysiad poprawia skoczność, w odróżnieniu do przysiadu częściowego, który pozytywnie wpływa na umiejętności sprinterskie.

Podczas wykonywania prawidłowego przysiadu aktywne są przede wszystkim trzy grupy mięśni kończyn dolnych: mięsień obszerne przyśrodkowy (*Musculus vastus medialis*), mięsień czworogłowy uda (*Musculus quadriceps femoris*) oraz mięsień pośladkowy wielki (*Musculus gluteus*

maximus) [3]. Jak pokazują badania systematyczne wykonywanie tego ćwiczenia, oprócz kształtowania wyżej wymienionych partii mięśni, poprawia stabilizację, mobilność oraz zmniejsza ryzyko kontuzji stawów kolanowych oraz skokowych [4].

Celem pracy było zbadanie obciążenia kończyn dolnych podczas nieprawidłowego wykonywania przysiadu i odniesienie uzyskanego wyniku do poprawnie wykonywanego ćwiczenia. Analizę zrealizowano z wykorzystaniem oprogramowania OpenSim.

II. MATERIAŁY I METODY

A. Oprogramowanie

OpenSim [7] jest oprogramowaniem na licencji Open Source wykorzystywanym do modelowania, symulacji oraz analizy systemu nerwowo-mięśniowo-szkieletowego. Po raz pierwszy (OpenSim 1.0) został zaprezentowany w 2007 r. na *American Society of Biomechanics Conference* i od tego momentu jest podstawowym narzędziem symulacyjnym dla wielu organizacji (m.in. NASA). Poza zastosowaniem w medycynie m.in. w celu badania urazów kręgosłupa, mózgowego porażenia dziecięcego czy wad postawy, OpenSim jest wykorzystywany do analiz kinematycznych i dynamicznych w różnych dyscyplinach sportowych.

Oprogramowanie dostarcza platformę, na której użytkownicy mogą dzielić się swoimi wynikami, uwagami oraz współpracować w międzynarodowym gronie. OpenSim umożliwia m.in. obrazowanie wyników na wykresach, wykonywanie odwrotnych analiz kinematycznych i dynamicznych w celu wyznaczenia sił oraz momentów działających na poszczególne części ciała jak również tworzenie modeli ludzkiego układu mięśniowo-szkieletowego. Wszystkie wyżej wymienione działania można zrealizować za pomocą interfejsu graficznego aplikacji (GUI), dostępnego na stronie producenta. W celu przeprowadzenia bardziej skomplikowanych badań istnieje możliwość modyfikacji oprogramowania (m.in. budowa skryptów, modyfikacja modeli) przy pomocy API (*Application Programming Interface*). Zaprezentowana praca nie wymagała zmian programistycznych, dlatego ograniczono się tylko do pierwszego wariantu.

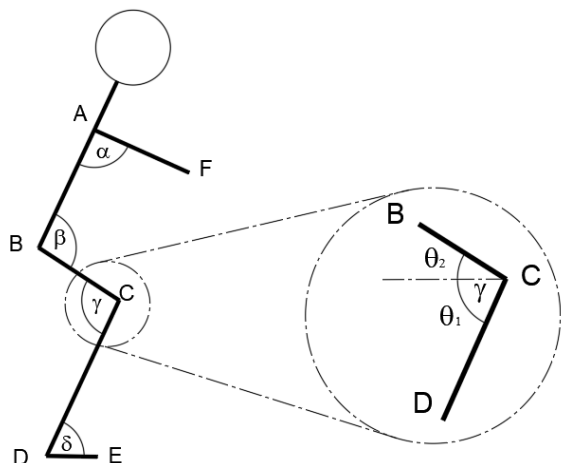
B. GUI

Graficzny interfejs programu składa się z dwóch części. Po prawej stronie (*Graphic Window*) znajduje się analizowany model, zaś po lewej zakładki m.in. z danymi o jego budowie, nałożonych siłach zewnętrznych, wynikach symulacji (*Navigator*) oraz parametrach modyfikujących położenie i

orientację poszczególnych elementów szkieletu (*Coordinates*). Oprogramowanie umożliwia wykorzystanie wcześniej przygotowanego pliku *motion* (otrzymanego z kinematyki odwrotnej) jak i stworzenie go przy pomocy zakładki *Coordinates*. W górnej części okna aplikacji znajdują się narzędzia kontrolujące symulację (rozpoczęcie, zatrzymanie, prędkość, czas całkowity). Dwukrotne kliknięcie na dowolnej części modelu powoduje otworzenie się zakładki *Properties* zawierającej dane materiałowe, które można modyfikować zarówno z poziomu GUI jak i w plikach opisujących model [7].

C. Geometria modelu

Przeprowadzenie analizy wykonywania przysiadu wymagało posiadania wzorca z dobrze odwzorowanymi mięśniami kończyn dolnych. Z tego powodu zdecydowano się na wykorzystanie modelu Rajagopal [5], który jest powszechnie stosowany ze względu na szczegółowe odzwierciedlenie układu mięśniowo-szkieletowego człowieka, w szczególności kończyn dolnych. Model odwzorowujący 75 kg mężczyznę o wzroście 170 cm został uproszczony do 22 połączonych przegubowo elementów. Miednica, kość udowa, rzepka, kości piszczelowa i strzałkowa, kości skokowa i piętowa oraz paliczki wchodzą w skład kończyny dolnej. Głowa, tors, kość ramieniowa/łokciowa/promieniowa oraz ręka składają się na górną część ciała. Model Rajagopal posiada w sumie 37 stopni swobody (20 górna, 17 dolna). Kiedy model jest w pozycji początkowej, globalny układ współrzędnych jest umieszczony na wysokości stóp z osią Y będącą śladem płaszczyzny symetrii modelu oraz osią X prostopadłą do płaszczyzny czołowej. Za pomocą układu lokalnego można zmieniać orientację poszczególnych elementów układu szkieletowego względem jego położenia początkowego.



Rys. 1: Mierzone kąty ugięcia

D. Modyfikacja modelu

Każda kolejna część modelu posiada od 0 do 6 stopni swobody oraz jest połączona z inną za pomocą przegubów. Zakres ruchów jakie może wykonać poszczególny element

modelu, a zatem pozycje w jakich można ustawić model, są zależne od budowy pliku bazowego (Rajagopal2015.osim). Oprócz tych zależności, plik zawiera dane na temat rodzajów przegubów, więzów oraz wielkości sił zewnętrznych. Te informacje są uporządkowane co umożliwia przeprowadzanie modyfikacji.

E. Kinovea

W celu dokładnego odwzorowania ruchu przysiadu wykorzystano nagrania video, na których trener personalny wykonuje dwa warianty przysiadu (Rys. 2).



Przysiad poprawny

Przysiad niepoprawny

Rys. 2: Trener personalny w pozycji najniższej przysiadu

Różnice między dwoma metodami wykonywania przysiadu zostały opisane w tabeli I.

Tab. I: Opis przysiadów

Przysiad prawidłowy (PP)	Stopy odchylone o 15 – 20 % względem tułowia, w czasie ruchu kolana przemieszczają się w płaszczyźnie stóp.
Przysiad nieprawidłowy (PN)	Stopy odchylone o 20 – 30 % względem tułowia, w czasie ruchu kolana przemieszczają się do środka poza płaszczyznę stóp.

Nagrania zostały poddane analizie w programie Kinovea [9] w celu wyznaczenia położenia ręki, barku, biodra, kolana, pięty oraz palców u stopy w kolejnych krokach czasowych. Po załadowaniu nagrań do programu na powyżej wymienione punkty zostały nałożone znaczniki (*Track Path*). Wygenerowane dane ($x(t)$, $y(t)$) zostały poddane analizie w programie *Microsoft Excel* w celu otrzymania kątów ugięcia ramion, uda, kolana oraz stopy (Rys. 1).

Tab. II: Opis kątów

Kąt	Część ciała	OpenSim ¹	Zakres [deg]
α	Ramię	arm_flex	[-90;90]
β	Biodro	hip_flexion	[-30;120]
γ	Kolano	knee_angle	[0;120]
δ	Kostka	ankle_angle	[-40;47]

Kąt ugięcia kolana ($\gamma = \theta_1 + \theta_2$) został opisany za pomocą trzech punktów — B, C oraz D (Rys. 1). W celu wyznaczenia jego wartości, na początku przesunięto punkt C do początku lokalnego układu współrzędnych (od współrzędnych punktu B oraz D odjęto współrzędne punktu C (1)). Następnie wykorzystując właściwości geometryczne trójkąta (Rys. 1) wyznaczono kąty θ_1 i θ_2 oraz je zsumowano. Procedurę powtórzono dla pozostałych kątów.

$$\begin{aligned} x_{Bnew} &= x_B - x_C & y_{Bnew} &= y_B - y_C \\ x_{Dnew} &= x_D - x_C & y_{Dnew} &= y_D - y_C \end{aligned} \quad (1)$$

F. Plik motion

Do rozwiązania zadania odwrotnego dynamiki potrzebne są informacje o położeniach w kolejnych krokach czasowych zapisane w pliku *motion* [15]. W pracy zdecydowano się na ręczne wygenerowanie tego pliku, ze względu na brak odpowiednich urządzeń pomiarowych.

Zakładka *Coordinates* umożliwia zmianę położenia fragmentów modelu oraz ich kąty nachylenia. Modyfikacji podlegają wszystkie zmienne opisane w pliku bazowym *motion*. Chcąc go stworzyć można odtworzyć ruch uchwycony na nagraniu video za pomocą zmiany położenia poszczególnych partii ciała. Proces ten polega na zmianie orientacji kolejnych elementów modelu, zapisywaniu otrzymanej pozy oraz uruchamianiu symulacji rozwiązującej zadanie odwrotne kinematyki. Wygenerowany zostaje modyfikowalny plik zawierający rozwiązanie tego zadania dla danego kroku czasowego. Kolejne etapy sprowadzają się do wybierania i kopiowania odpowiednich wierszy do pliku zbiorczego. Im więcej zostanie stworzonych pozycji (im mniejszy odstęp czasowy między kolejnymi pozami) tym ruch końcowy będzie dokładniejszy i będzie bardziej odpowiadał rzeczywistości.

W pracy do stworzenia pliku *motion* (Rys. 3) użyto danych wygenerowanych za pomocą programu *Kinovea* oraz własnoręcznie napisanego skryptu ², przy użyciu języka Python, wykonującego wyżej wymienione czynności. Ostatecznie ruch przysiadu składał się z 67 póż, odległych czasowo od siebie o 0,03 s.

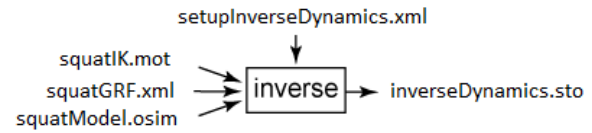
G. Siły zewnętrzne oraz reakcje od podłoża

W celu przeprowadzenia analizy dynamicznej należy znać rozkład sił zewnętrznych modelu w czasie badanego ruchu. Może on zostać zmierzony, na przykład za pomocą tensometrów, wagi sprężynowej czy specjalnej platformy [10]. Ten plik zawiera wektor działania siły oraz współrzędne punktu

przyłożenia (punkt największego nacisku na platformę). W pracy przyjęto stały rozkład siły reakcji od podłoża ($R = 400\text{ N}$) [11].

H. Dynamika odwrotna

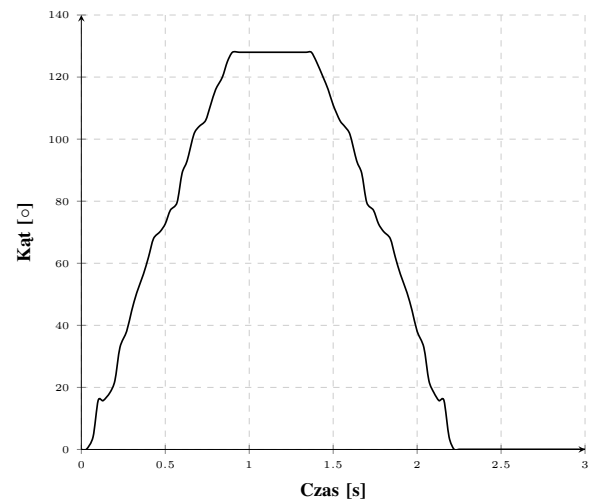
Do wyznaczenia rozkładu momentu poszczególnych stawów kończyn dolnych wykorzystano dynamikę odwrotną przeprowadzoną w programie OpenSim. Na rysunku 4 przedstawiono pliki wejściowe oraz wyjściowe wymagane do tej analizy.

**Rys. 4:** Dane wejściowe i wyjściowe używane do rozwiązania zadania odwrotnego dynamiki**Tab. III:** Opis plików

setupInverseDynamics.xml	Plik konfiguracyjny.
squatIK.mot	Współrzędne elementów opisujących ruch modelu.
squatGRF.xml	Opis sił zewnętrznych oraz reakcji.
squatModel.osim	Badany model.
inverseDynamics.sto	Siły działające na elementy.

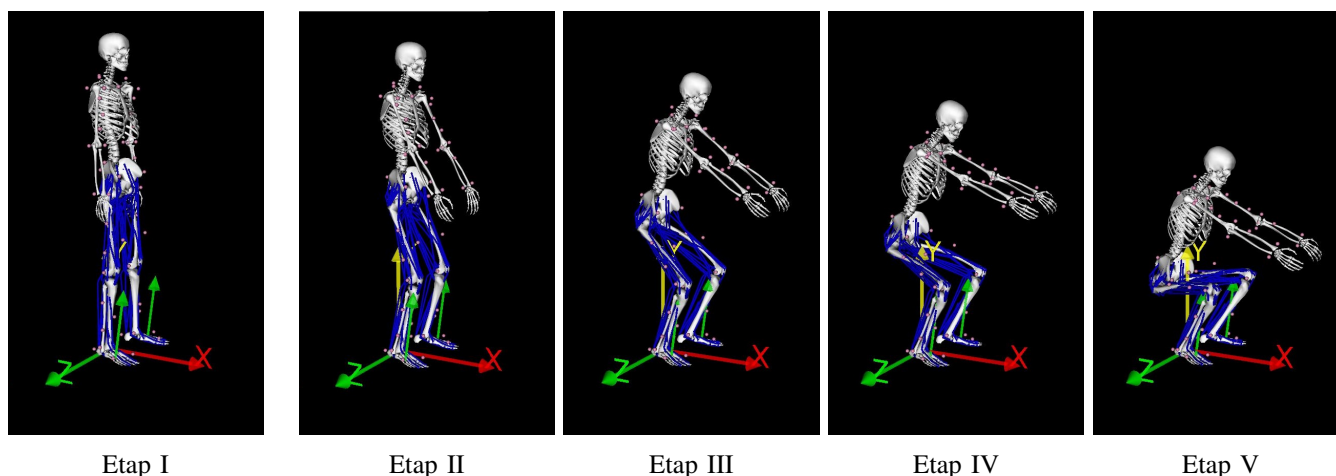
III. REZULTATY

Przysiad jest ćwiczeniem symetrycznym, w którym siły wewnętrzne rozkładają się proporcjonalnie na obie części ciała. Z racji tego na wykresach (kąt ugięcia, moment w kolanie oraz kostce) przedstawiono wyniki tylko dla prawej nogi.

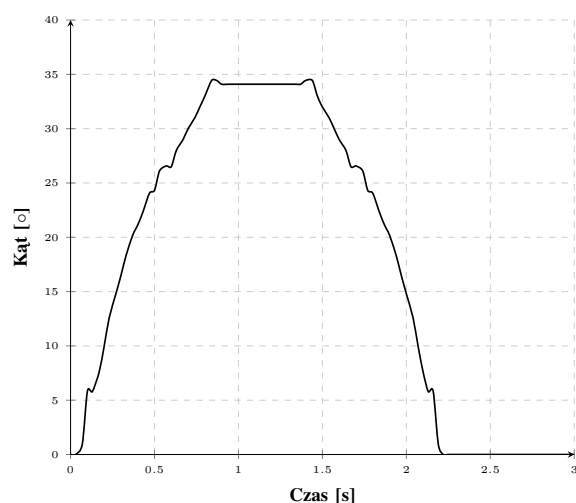
**Rys. 5:** Zmiana kąta ugięcia kolana w czasie przysiadu

¹Nazwa zmiennej w programie OpenSim

²Skrypt dostępny na <https://github.com/wwrzesien>



Rys. 3: Fazy wykonywania przysiadu. Etap I - 0 s, etap II - 0,23 s, etap III - 0,47 s, etap IV - 0,63 s, etap V - 1,2 s ruchu.

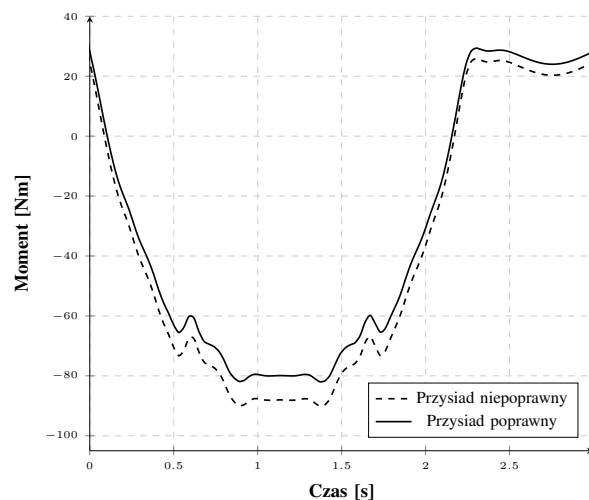


Rys. 6: Zmiana kąta ugięcia kostki w czasie przysiadu

Całkowity czas trwania przysiadu (Rys. 3) wyniósł 2,25 s. Na podstawie wykresów, obrazujących kąty ugięcia poszczególnych części ciała, przysiad można podzielić na 4 fazy: 0 s – 0,74 s - opadanie, 0,74 s – 1,54 s - pozycja najniższa, 1,54 s – 2,25 s - wznoszenie, 2,25 s – 3,0 s - przerwa między powtórzeniami. Diagramy posiadają wyraźną symetrię względem prostej poziomej poprowadzonej dla czasu 1,125 s. Wraz z kontynuacją (postępowaniem) ruchu, kąt ugięcia w stawie kolanowym (Rys. 5) rośnie (w przybliżeniu) liniowo od wartości 0° dla czasu 0 s do 128,0° dla 0,74 s. W stawie skokowym (Rys. 6), oprócz wzrostu liniowego kąta ugięcia między 0,6 s, a 0,74 s, występuje również paraboliczny wzrost w pozostałej części fazy opadania. Wartość maksymalna ugięcia wyniosła 34,09°.

Zarówno dla poprawnie wykonanego przysiadu, jak i z kolanami skierowanymi do środka, kąty ugięcia w stawie skokowym i kolanowym były takie same. Różnica wystąpiła w położeniu (stopniu odchylenia) stóp względem kolan. Po przeprowadzeniu dynamiki odwrotnej, otrzymano różne rozkłady momentów w stawie kolanowym (Rys. 7) oraz skokowym (Rys. 8).

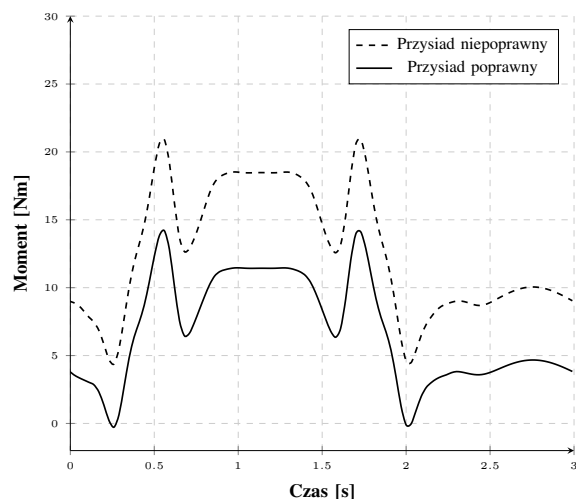
Charakterystyka momentu w stawie kolanowym przyjmuje kształt paraboli. Wartości początkowe (czas 0 s) są bardzo zbliżone do siebie (27,33 Nm - PP, 30,71 Nm - PN). Podobnie jak w analizie kątowej wraz z kolejnymi etapami przysiadu moment na kolanie rośnie, osiągając wartość maksymalną dla obu przypadków w 0,89 s ruchu. Podczas przysiadu niepoprawnego ekstremum jest większe o 9% (–89,93 Nm - PN, –81,85 Nm - PP). Na wykresie (Rys. 7) widoczny jest nagły spadek momentu w chwili 0,6 s spowodowany niedokładnym odwzorowaniem pozy dla danej chwili.



Rys. 7: Rozkład momentu w stawie kolanowym w czasie przysiadu

W rozkładzie momentu w stawie skokowym występuje wiele ekstremów lokalnych. Wartość początkowa nieprawidłowego przysiadu jest o 56,8% większa od prawidłowego, malejąc aż do osiągnięcia minimum globalnego w 0,3 s ruchu (4,37 Nm - PN, –0,28 Nm - PP). W przedziale 0,3 s – 0,63 s występuje liniowy wzrost momentu wraz z ekstremum globalnym na końcu przedziału (20,9 Nm - PN, 14,19 Nm - PP). W 0,77 s można zauważyć minimum

lokalne ($12,66\text{ Nm}$ - PN, $6,45\text{ Nm}$ - PP), po przekroczeniu którego, liczby rosną aż do osiągnięcia wartości praktycznie stałej w $1,0\text{ s}$ ($18,16\text{ Nm}$ - PN, $11,18\text{ Nm}$ - PP); różnica momentów $< 0,4\text{ Nm}$.



Rys. 8: Rozkład momentu w stawie skokowym w czasie przysiadu

IV. DYSKUSJA

Rozdział *Dyskusja* został podzielony na 3 części, każda z nich odnosi się do kolejnych etatów analizy poprawności wykonywania przysiadu.

A. Siły reakcji od podłoża

W czasie wykonywania przysiadu siła reakcji jest zmienna, oscylując wokół wartości równej (dla jednej nogi) połowie całkowitego ciężaru modelu. Wartość założona w badaniu (400 N) została przyjęta na podstawie danych literaturowych [11], w którym dane zostały zebrane przy użyciu platform pomiarowych Kistler 9281C. Przyjęcie stałej wartości w czasie trwania ruchu mogła wpłynąć na dokładność otrzymanych wyników. Jednak, różnica między wartościami rzeczywistymi, a przyjętymi w analizie była niewielka ($\Delta < 100\text{ N}$) dlatego zdecydowano się na ten wariant.

B. Model OpenSim

Wyniki otrzymane z ręcznej modyfikacji pliku *motion*, obrazujące zmianę kąta ugięcia w stawie kolanowym i skokowym (Rys. 5, 6) są zbliżone do wielkości prezentowanych przez innych badaczy [11], [12], [14]. W badaniach widoczna jest wyraźna różnica w kroku czasowym badania; wpływa on na liczbę punktów pomiarowych, a co za tym idzie gładkość charakterystyki. Poprzez wykorzystanie markerów oraz zestawu kamer można byłoby zwiększyć dokładność pomiaru. W przypadku stawu kolanowego wykresy (Rys. 5) pokrywają się zarówno w kształcie jak i wartościach. Charakterystyki (Rys. 6) dotyczące stawu skokowego różnią się od siebie wartościami, przy zachowaniu tego samego kształtu. Powodem może być różnica w sposobie obliczania kąta, w literaturze ugięcie liczone jest względem płaszczyzny przechodzącej przez model [5].

C. Dynamika odwrotna

Charakterystyka momentu w stawie kolanowym dla poprawnie wykonanego przysiadu w dużym stopniu pokrywa się z wynikami wcześniejszych badań [11], [14]. Na różnicę miał wpływ sposób wygenerowania danych wejściowych (*Materiały i metody*). Przebiegi momentów w stawie kolanowym otrzymane przez Kodama i Watanabe [13] zostały obliczone pięcioma metodami i również potwierdzają poprawność przeprowadzonych badań. Należy wspomnieć, że charakterystyka jest odwrócona o 180° względem osi OX (w pracy została przyjęta inna orientacja układu współrzędnych).

Dane stworzone ręcznie charakteryzują się większym prawdopodobieństwem błędu od tych obliczonych przez komputer. Pomimo to, podobne wartości maksymalne, otrzymane dla fazy „pozycja najniższa”, pozwalają stwierdzić poprawność analizy. Brak publikowanych danych na temat obciążenia stawów kończyn dolnych w czasie wykonywania przysiadu z kolanami skierowanymi do środka może być spowodowane wysokim ryzykiem odniesienia poważnej kontuzji przez osobę badaną w momencie zbierania danych. Z racji tego wyniki przysiadu nieprawidłowego mogą zostać porównane jedynie do prawidłowego ruchu. Na wykresie (Rys. 7) wyraźnie widać wyższe wartości momentów dla PN przez cały okres ćwiczenia. Pomimo braku jakiegokolwiek obciążenia zewnętrznego (na staw kolanowy działał jedynie ciężar człowieka) wartości te różniły się o $9\% ^3$ w momencie działania największej siły. Przy dodatkowym ciężarze różnica byłaby większa. Stanowi to niepodważalny dowód na negatywny wpływ złej techniki przysiadu na układ mięśniowo-kostny.

Wartości momentów występujących w stawie skokowym znacznie odbiegają od danych dostępnych w literaturze [11]. Wpływ na to może mieć stały punkt przyłożenia siły reakcji do stóp. Cała energia została skumulowana w śródstopiu, podczas gdy w rzeczywistości jest ona rozłożona na piętę oraz przedstopie [16]. Jednym z powodów tej decyzji był brak danych na temat rozkładu sił reakcji na powierzchni stopy. Podobnie jak w przypadku stawu kolanowego, dobór metod wygenerowania danych wejściowych do dynamiki odwrotnej również wpłynął na wynik końcowy. Pomimo braku zgodności wyników z literaturą, na podstawie wykresu (Rys. 8) można porównać badane metody wykonywania przysiadu. Analogicznie jak w analizie przebiegu momentu występującego w stawie kolanowym, wartości obciążenia w stawie skokowym w czasie nieprawidłowego ruchu znacznie przewyższają wielkości z metody poprawnej (różnica wynosi $38\% ^3$ w momencie działania największej siły).

V. WNIOSKI

Otrzymane wyniki wskazują na wyraźnie zwiększone obciążenie stawów przy niepoprawnej technice wykonywania przysiadu. Ze względu na ograniczony materiał źródłowy dalekoidące wnioskowanie też byłoby nieodpowiednie. Mimo

³ Wzór: $\frac{PP-PN}{PP} \cdot 100\%$

wszystko, na podstawie zebranych danych można stwierdzić, że niezbędne jest:

- powtórzenie badań z wykorzystaniem kamer optycznych oraz platformy dynamograficznej do zebrania danych pomiarowych,
- przeanalizowanie ruchu na różnorodnej pod względem budowy fizycznej oraz płci grupie ludzi,
- wykorzystanie zróżnicowanego obciążenia.

Podsumowując, powyższa praca dostarcza niezbędnych informacji na temat sposobu przeprowadzenia analizy poprawności wykonywania przysiadu przy użyciu programu OpenSim. Na jej podstawie można jednoznacznie stwierdzić, że ustawienie kolan ma znaczny wpływ na powstawanie dodatkowych obciążeń w stawach, mogących doprowadzić do poważnych urazów.

LITERATURA

- [1] Rutgers H., Hollasch K., Menzel F., Lehmkuhler B., Gausselmann S., Rump Ch., 2017, *EuropeActive European Health & Fitness Market Report 2018*, EuropeActive.
- [2] Robak A., Pencuła M., 2013, *Charakterystyka uszkodzeń kończyn dolnych u biegaczy oraz przebieg i wyniki rehabilitacji.*, Zeszyty naukowe WSSP Tom 17, Lublin.
- [3] Comfort P., Kasim P., 2007, *Optimizing squat technique*, Strenght and Conditioning Journal, December.
- [4] Del Vecchio L., Daewound H., Green Sh., 2018, *The health and performance benefits of the squat, deadlift, and bench press.*, MOJ Yoga Physical Ther.
- [5] Rajagopal A., Dembia C.L., DeMers M.S., Delp D.D., Hicks J.L., Delp S.L., 2016, *Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait*, IEEE Trans. Biomed. Eng. 63:2068–2079.
- [6] Hicks J., Jun 27 2018, Example - Model Editing, <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim33/Example+-+Model+Editing>, Confluence OpenSim 3.3 Documentation, [Dostęp: 20.07.2019].
- [7] Anderson F., Delp S., DeMers M., Guendelman E., Habib A., Hamner S., Hicks J., Higginson J., Holzbaur K., John Ch., van der Krogt M., Ku J., Liu M., Lund K., Loan P., Reinbolt J., Seth A., Sherman M., 2012, *Users's Guide.*, Stanford University.
- [8] Hicks J., https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/_externalLoads, OpenSim Documentation, [Dostęp: 20.07.2019].
- [9] Kinovea, <https://www.kinovea.org/features.html>, [Dostęp: 5.08.2019].
- [10] 3D Force Plate, <https://www.kistler.com/?type=669&fid=350&model=download>, [Dostęp: 5.08.2019].
- [11] Boije M., Jönsson M., 2015, *Biomechanical Simulations of a Flywheel Exercise Device in Microgravity*, KTH Royal Institute of Technology, Sweden.
- [12] Swinton P. A., Lloyd R., Keogh J. W. L., Agouris I., Stewart A. D., 2012, *A Biomechanical Bomparison of the Traditional Squat, Powerlifting Squat, and Box Squat.*, The Journal of Strength and Conditioning Research 26:1805-16.
- [13] Kodama J., Watanabe T., 2016, *Examination if Inertial Sensor-Based Estimation Methods of Lower Limb Joint Moments and Ground Reaction Force: Results for Squat and Sit-to-Stand Movements in the Sagittal Plane.*, Sensors 16:1209.
- [14] Sinclair J., Atkins S., Vincent H., 2014, *Influence of Different Hip Joint Centre Locations on Hip and Knee Joint Kinetics and Kinematics During the Squat.*, Journal of Human Kinetics 44:7-20.
- [15] Hicks J., Getting Started with Inverse Dynamics, <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Getting+Started+with+Inverse+Dynamics>, OpenSim Documentations, [Dostęp: 20.07.2019].
- [16] Body-Weight Squat Fault & Fix: Foot Weight Distribution. <https://www.goodmovephysio.com.au/good-move-physio-blog/body-weight-squat-fault-fix-foot-weight-distribution>, [Dostęp: 26.08.2019].